

УДК 616.72+616.75]:517.559]:519.872(045)

## Численное моделирование и анализ напряженно-деформированного состояния кинематической цепи «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз» с учетом основных связок крестцово-подвздошного сустава

В. А. Стауде<sup>1</sup>, А. В. Кондратьев<sup>2</sup>, М. Ю. Карпинский<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины», Харьков

<sup>2</sup> Национальный аэрокосмический университет им. Н. Е. Жуковского «ХАИ», Харьков, Украина

*Objective: To study the stress-strain state of the ligaments of the sacroiliac joint and the elements of the lumbosacral spine considering various options of the lumbar lordosis and an angle of inclination of the cranial surface of the sacrum. Methods: mathematical modeling using the finite element method. A model «lumbar spine – the sacroiliac joints – pelvis» with major ligaments (anterior sacroiliac, interosseous sacroiliac, posterior sacroiliac, sacrotuberous, sacrospinous) was built on the base of CT and MRI scans (20 and 10 patients, respectively). Results: there were revealed that anterior sacroiliac, interosseous sacroiliac, posterior sacroiliac, sacrotuberous, sacrospinous ligaments significantly restrict rotational movement in the sacroiliac joint conditions for all variants of inclination angle of the sacrum and reduce strain and movement of all the elements of «lumbar spine – sacrum – pelvis» due to load redistribution. In case of physiological angle of inclination of the sacrum and physiological lordosis there were found uniform tension stress distribution of stress in all ligaments. With increasing of loads tension stresses significantly increased in iliolumbar ligaments indicating their important role in the redistribution of stress under conditions of physiological angle of inclination of the sacrum and physiological lordosis in case of growth of the vertical load. In case of the vertical position of the sacrum and smoothed lordosis for all options of loading maximum value of tension stresses were found in the cranial and caudal part of the anterior sacroiliac ligaments and iliolumbar ligaments. A similar pattern was kept in case of increasing of load. When horizontal position of sacrum and hyperlordosis maximum value of tension stresses were found in the cranial part of the ventral and dorsal sacroiliac ligaments as well as in the iliolumbar and interosseous sacroiliac ligaments. Key words: sacroiliac joint, lumbar spine, sacrum, ligaments.*

*Мета: вивчити напружено-деформований стан зв'язок крижово-клубового суглоба та елементів попереково-крижового відділу хребта, враховуючи різні варіанти поперекового лордозу та кута нахилу краніальної поверхні крижів. Методи: математичне моделювання за допомогою методу кінцевих елементів. Модель «поперековий відділ хребта – крижово-клубовий суглоб – таз» з основними зв'язками (крижово-горбові, крижово-остьові, клубово-поперекові, клубово-поперечні, вентральні та дорсальні крижово-клубові) побудовано на основі КТ- та МРТ-сканів (20 та 10 пацієнтів відповідно). Результати: встановлено, що крижово-горбові, крижово-остьові, клубово-поперекові, клубово-поперечні, вентральні та дорсальні крижово-клубові зв'язки значно обмежують ротаційні рухи в крижово-клубовому суглобі за умов усіх варіантів кута нахилу крижів і зменшують деформації та переміщення в усіх елементах системи «поперековий відділ хребта – крижі – таз» завдяки перерозподілу навантаження. У разі фізіологічного кута нахилу крижів та фізіологічного лордозу виявлено рівномірний розподіл розтягувальних напружень в усіх зв'язках. Зі збільшенням навантажень значно зростали розтягувальні напруження в клубово-поперекових зв'язках, що свідчить про їх важливу роль у перерозподілі навантажень за умов фізіологічного кута нахилу крижів та фізіологічного лордозу в разі зростання вертикального навантаження. У випадку вертикального положення крижів та згладженого лордозу за всіх варіантів навантаження максимальні величини розтягувальних напружень виявлені в краніальній та каудальній частинах вентральних крижово-клубових зв'язок та клубово-поперекових зв'язках. Аналогічна картина зберігалась у разі збільшення навантаження. За умов горизонтального положення крижів та гіперлордозу максимальні значення розтягувальних напружень виявлені в краніальній частині вентральних, дорсальних крижово-клубових зв'язок та в клубово-поперековій і клубово-поперечній зв'язках. Ключові слова: крижово-клубовий суглоб, поперековий відділ хребта, крижі, зв'язки.*

**Ключевые слова:** крестцово-подвздошные суставы, поясничный отдел позвоночника, крестец, связки

**Введение**

В кинематической цепи опорного скелета важными звеньями, передающими нагрузки от позвоночника на таз, являются крестец, крестцово-подвздошные суставы (КПС) и окружающие их связки. А. С. Schwarzer и соавт. [1] отметили дисфункцию КПС как причину боли в 30 % случаев, J. Y. Maigne и соавт. [2] — в 20 % случаев. P. Dreyfuss и соавт. [3] зафиксировали 53 % позитивных ответов при единичных блокадах КПС, M. Lasslet и соавт. [4] обнаружили в 33 % случаев связь нижнепоясничной боли с КПС.

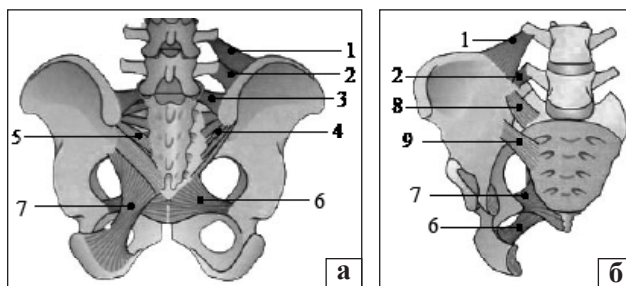
КПС имеют ротационную подвижность примерно 4° [5]. Это позволяет оптимизировать передачу нагрузок в кинематической цепи «позвоночник – крестец – таз».

В литературе встречается много работ, посвященных изучению напряженно-деформированного состояния (НДС) поясничного отдела позвоночника [6], крестца как звена в структуре тазового кольца [7], определенных мышечных групп и связок в системе стабилизации «поясничный отдел позвоночника – таз» [8]. Мы не обнаружили публикаций, посвященных исследованию НДС крестцово-подвздошных суставов и окружающих их связок при изменении некоторых показателей позвоночно-тазового баланса.

*Цель работы:* изучить НДС связок крестцово-подвздошного сустава и элементов пояснично-крестцового отдела позвоночника с учетом различных вариантов поясничного лордоза и угла наклона краниальной поверхности крестца.

**Материал и методы**

В работе [9] проанализировано НДС основных элементов кинематической цепи «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз» при различных вариантах поясничного лордоза и угла наклона краниальной поверхности крестца к горизонтали. В основу модели легли КТ-сканы поясничного отдела позвоночника, КПС и таза 20 пациентов с разными вариантами угла наклона крестца. Геометрическая форма основных связок, влияющих на функцию КПС и положение нижних поясничных сегментов относительно крестца, была смоделирована на основе МРТ-сканов 10 пациентов и схемы их расположения по А. И. Капанджи [10] (рис. 1). При моделировании кинематической цепи «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз» были учтены следующие связки, играющие ключевую роль в ротационной стабилизации КПС, а также в положении нижнепоясничных сегментов и крестца относительно таза: верхняя и нижняя



**Рис. 1.** Используемая для моделирования конфигурация подвздошно-поясничных и крестцово-подвздошных связок [10]: а) вид сзади, б) вид спереди. Верхняя (1) и нижняя (2) порции подвздошно-поясничных связок, подвздошно-поперечная (3) и дорсальные крестцово-подвздошные (4) связки крестца, поверхностный слой дорсальных крестцово-подвздошных связок (5), крестцово-остистая (6), крестцово-бугорная (7) и вентральные крестцово-подвздошные (8, 9) связки

порции подвздошно-поясничной связки, подвздошно-поперечные связки крестца, дорсальные и вентральные крестцово-подвздошные, крестцово-остистая и крестцово-бугорная связки.

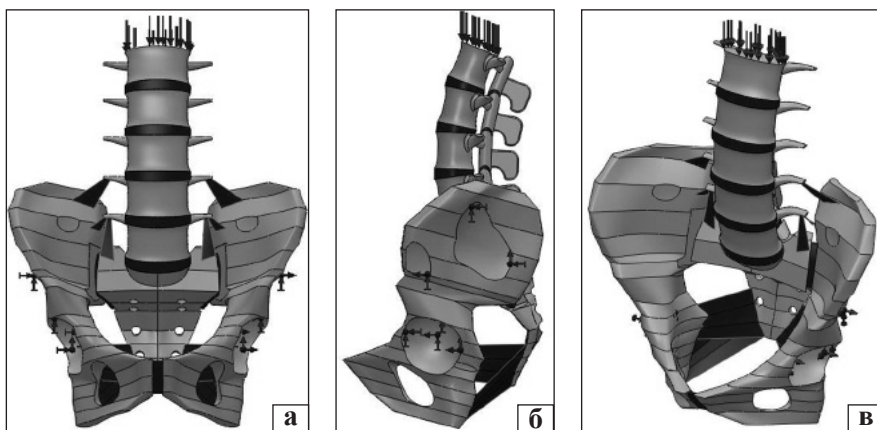
В табл. 1 приведены принятые физико-механические характеристики биологических тканей [11].

Работа состояла из следующих этапов. При построении модели задавали три варианта угла наклона краниальной пластинки крестца к горизонтали (SS — sacral slope) SS = 30°, SS = 60°, SS = 85° с учетом величины соответствующего поясничного лордоза. Модель пояснично-крестцового отдела и КПС была нагружена по верхнему позвонку L<sub>1</sub> сжимающей вертикальной силой вдоль оси позвоночника, равной весу части тела, расположенной выше позвонка L<sub>v</sub> (рис. 2). По данным литературы [8, 12, 13], величина этой нагрузки составляет 50 % от общего веса тела. Для среднестатистической массы человека (80 кг) было рассмотрено два уровня нагрузки на пояснично-крестцовый отдел: 400 и 2 000 Н в кранио-каудальном направлении, т. к. таз при ходьбе может воспринимать 5–10-кратную нагрузку в сравнении с весом тела [8, 12, 13].

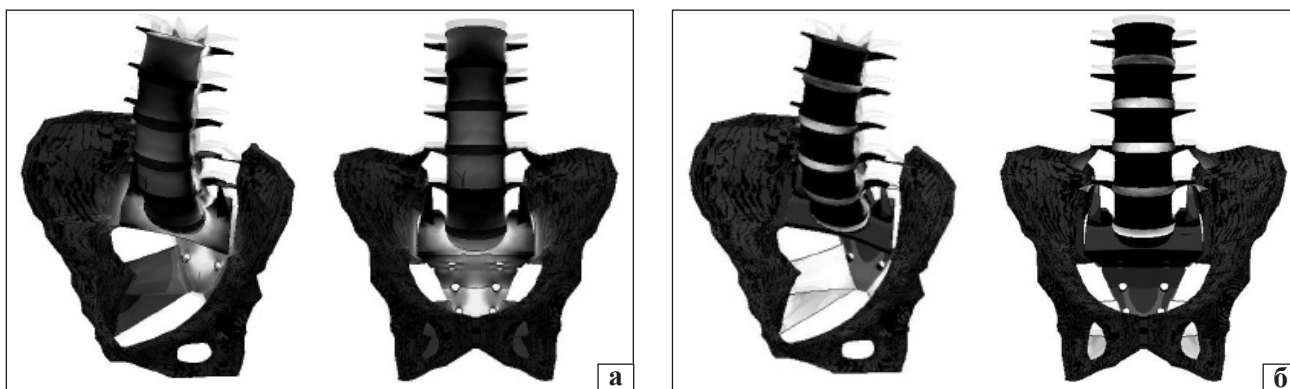
Для анализа напряженного состояния модели пояснично-крестцового отдела использовали

*Таблица 1*  
Физико-механические характеристики биологических тканей [11]

Биологическая ткань	Модуль упругости E, МПа	Коэффициент Пуассона ν
Губчатая кость	890	0,35
Кортикальная кость	8900	0,32
Межпозвоночный диск	50	0,35
Хрящ	50	0,35
Связки	164	0,48



**Рис. 2.** Вид нагруженной и закрепленной сгенерированной виртуальной модели пояснично-крестцового отдела и крестцово-подвздошного сочленения с учетом основных связок в норме: вид спереди (а) и сбоку (б), аксонометрия (в). Темный кружочек на изображении КПС с вентральными, дорсальными крестцово-подвздошными связками и гиалиновым хрящом соответствует условному центру, вокруг которого осуществляется ротационная подвижность крестца



**Рис. 3.** Качественные картины распределения напряжений (а) и деформаций (б) в модели пояснично-крестцового отдела и КПС с учетом основных связок в норме

картины распределения эквивалентных напряжений по Мизесу, для анализа деформируемости — картины распределения эквивалентных деформаций и линейных результирующих перемещений [14].

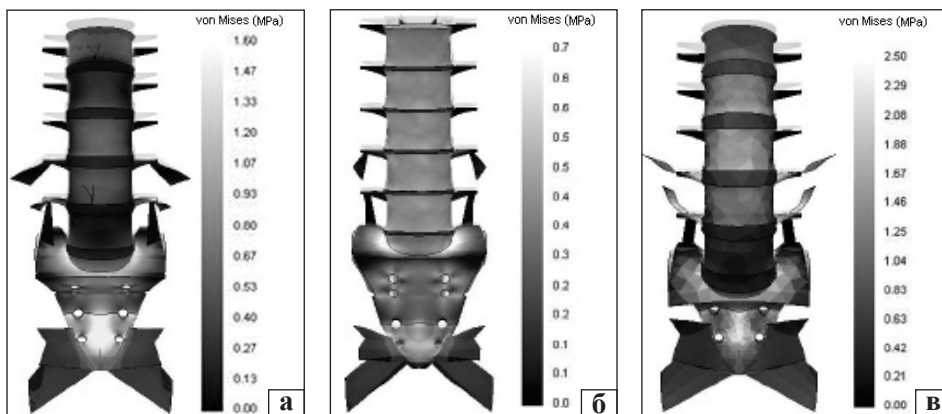
Качественные картины распределения напряжений и деформаций в модели пояснично-крестцового отдела и КПС при наличии подвздошно-поясничных, подвздошно-поперечных, вентральных и дорсальных крестцово-подвздошных, крестцово-остистых и крестцово-бугорных связок в норме представлены на рис. 3 (полупрозрачным цветом показано недеформированное состояние модели).

Полученные результаты в модели со связками были сопоставлены с результатами при моделировании без связок, описанными ранее [9].

### Результаты и их обсуждение

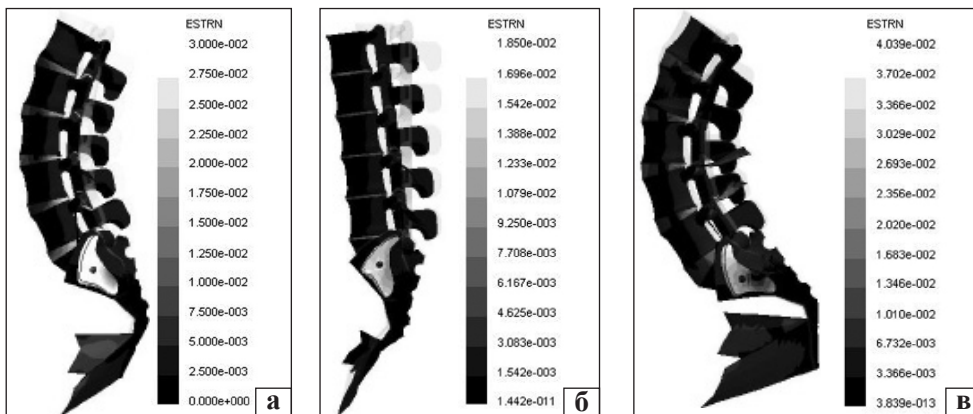
В графическом виде результаты расчетов представлены на рис. 4–9, значения показателей НДС — в табл. 2, 3.

Анализ полученного НДС пояснично-крестцового отдела и КПС при наличии подвздошно-поясничных, подвздошно-поперечных, вентральных и дорсальных крестцово-подвздошных связок,

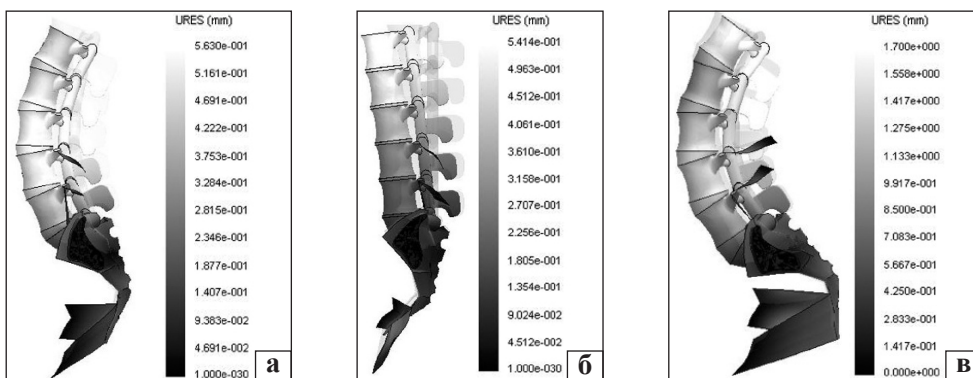


**Рис. 4.** Картина распределения эквивалентных напряжений по Мизесу (МПа) в хрящах КПС для модели с поясничным отделом со связками при нагрузке 400 Н (таз условно опущен): а) физиологическая величина SS (60°) и соответствующая ей физиологическая величина поясничного лордоза; б) вертикальный крестец (SS = 30°) и сглаженный лордоз; в) горизонтальный крестец (SS = 85°) и гиперлордоз

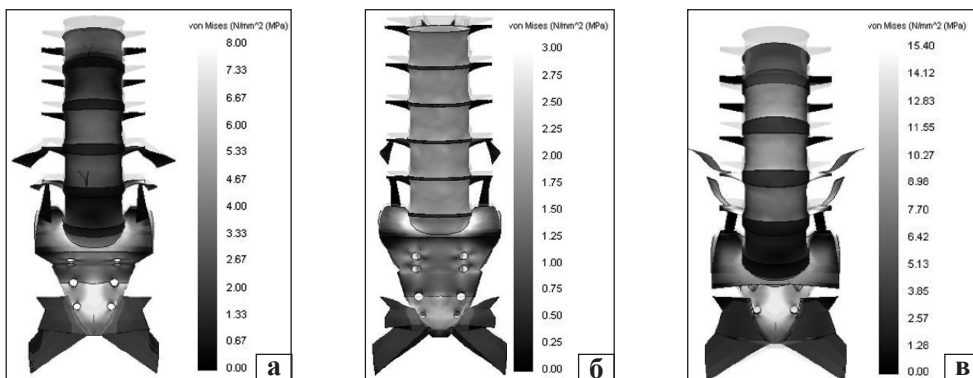




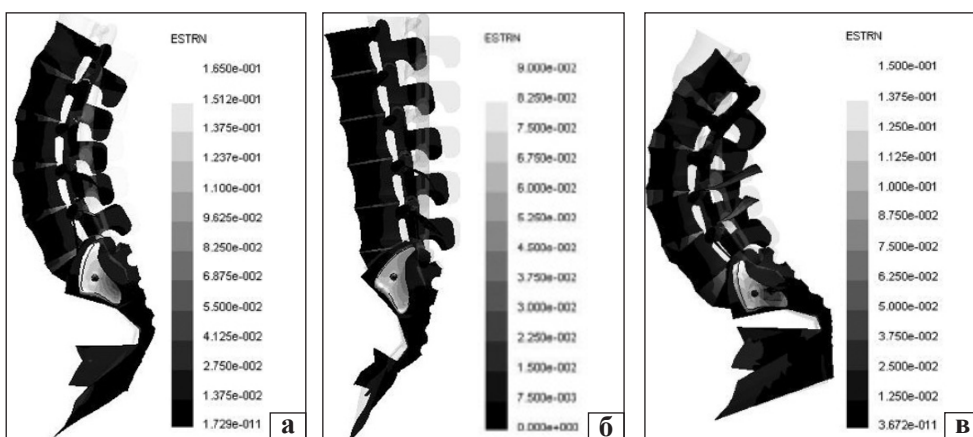
**Рис. 5.** Картина распределения деформации в модели КПС с поясничным отделом со связками при нагрузке 400 Н (таз условно опущен): а) физиологическая величина SS (60°) и соответствующая ей физиологическая величина поясничного лордоза; б) вертикальный крестец (SS = 30°) и сглаженный лордоз; в) горизонтальный крестец (SS = 85°) и гиперлордоз



**Рис. 6.** Картина распределения линейных перемещений (мм) в модели КПС с поясничным отделом со связками при нагрузке 400 Н (таз условно опущен): а) физиологическая величина SS (60°) и соответствующая ей физиологическая величина поясничного лордоза; б) вертикальный крестец (SS = 30°) и сглаженный лордоз; в) горизонтальный крестец (SS = 85°) и гиперлордоз



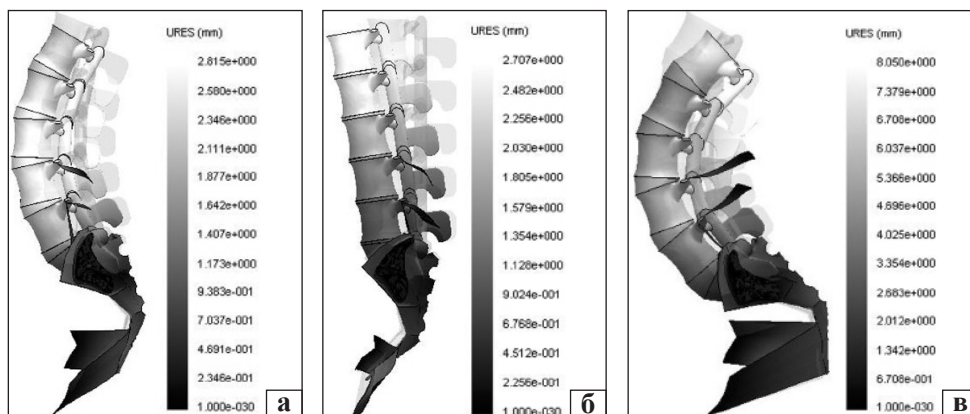
**Рис. 7.** Картина распределения эквивалентных напряжений по Мизесу (МПа) в хрящах модели КПС с поясничным отделом и связками при нагрузке 2000 Н (таз условно опущен): а) физиологическая величина SS (60°) и соответствующая ей физиологическая величина поясничного лордоза; б) вертикальный крестец (SS = 30°) и сглаженный лордоз; в) горизонтальный крестец (SS = 85°) и гиперлордоз



**Рис. 8.** Картина распределения деформация в модели КПС с поясничным отделом и связками при нагрузке 2000 Н (таз условно опущен): а) физиологическая величина SS (60°) и соответствующая ей физиологическая величина поясничного лордоза; б) вертикальный крестец (SS = 30°) и сглаженный лордоз; в) горизонтальный крестец (SS = 85°) и гиперлордоз

крестцово-остистых и крестцово-бугорных связок показал, что связки ограничивают ротационную подвижность КПС при всех величинах пояснич-

ного лордоза, натягиваясь или расслабляясь в зависимости от направления движения. Так, при физиологических величинах поясничного лордоза



**Рис. 9.** Картина распределения линейных перемещений (мм) в модели КПС с поясничным отделом и связками при нагрузке 2 000 Н (таз условно опущен): а) физиологическая величина SS (60°) и соответствующая ей физиологическая величина поясничного лордоза; б) вертикальный крестец (SS = 30°) и сглаженный лордоз; в) горизонтальный крестец (SS = 85°) и гиперлордоз

Таблица 2

Параметры НДС модели КПС с поясничным отделом со связками при нагрузке 400 Н для различных вариантов угла наклона крестца и соответствующего поясничного лордоза

Диск															
L <sub>1</sub> -L <sub>2</sub>		L <sub>2</sub> -L <sub>3</sub>		L <sub>3</sub> -L <sub>4</sub>		L <sub>4</sub> -L <sub>5</sub>		L <sub>5</sub> -S <sub>1</sub>							
σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>	σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>	σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>	σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>	σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>						
Физиологический угол наклона крестца и физиологический лордоз															
0,39	0,007	0,37	0,006	0,4	0,007	0,38	0,006	0,40	0,006	0,38	0,007	0,33	0,006	0,33	0,005
Зеркальный вариант сглаженного лордоза															
0,19	0,003	0,17	0,002	0,2	0,003	0,19	0,002	0,21	0,003	0,28	0,002	0,28	0,003	0,19	0,002
Горизонтальный вариант сглаженного лордоза															
0,78	0,020	0,63	0,010	0,7	0,028	0,58	0,018	1,10	0,028	0,56	0,018	1,28	0,018	0,65	0,009
Связки															
крестцово-базальные		трансп.КПС		крестцово-крестцовые		крестцово-поясничные		пояснично-поясничные		пояснично-крестцовые					
σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>	σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>	σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>	σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>	σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>	σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>	σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>	σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>
Физиологический угол наклона крестца и физиологический лордоз															
1,75	0,040	1,68	0,030	1,30	0,026	0,55	0,058	0,13	0,012	0,19	0,003	0,16	0,0025		
Зеркальный вариант сглаженного лордоза															
0,79	0,004	0,65	0,003	0,59	0,038	0,38	0,013	0,11	0,002	0,06	0,002	0,05	0,001		
Горизонтальный вариант сглаженного лордоза															
3,94	0,023	2,58	0,040	1,00	0,058	0,12	0,018	1,30	0,038	0,33	0,005	0,38	0,004		
Связки															
крестцово-базальные		трансп.КПС		крестцово-крестцовые		крестцово-поясничные		пояснично-поясничные		пояснично-крестцовые					
σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>	σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>	σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>	σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>	σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>	σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>	σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>	σ <sub>max</sub> МПа	ε <sub>max</sub>
Физиологический угол наклона крестца и физиологический лордоз															
1,10	0,018	0,55	0,010	0,35	0,009	0,63	0,015	1,1	0,016	0,35	0,006	0,28	0,003		
Зеркальный вариант сглаженного лордоза															
0,50	0,020	0,36	0,015	0,46	0,028	0,34	0,013	0,3	0,012	0,19	0,007	0,23	0,008		
Горизонтальный вариант сглаженного лордоза															
1,13	0,015	0,52	0,007	0,40	0,007	1,01	0,020	1,5	0,030	0,69	0,007	0,40	0,007		

Примечание.  $\sigma_{max}$  — максимальные напряжения по Мизесу,  $\epsilon_{max}$  — максимальные деформации.

и наклона крестца (SS = 60°) при нагрузке равной 400 Н (рис. 4, а; 5, а; 6, а) максимальная величина напряжений в зоне хряща КПС достигает 0,55 МПа, что более чем в два раза меньше при моделировании без связок, чем (1,3 МПа). При этом уровень напряжений в дисках поясничного отдела макси-

мальный в пояснично-крестцовом и не превышает 0,5 МПа, что в два раза меньше, чем в модели без связок. В зоне дугоотростчатых суставов L<sub>II</sub>-L<sub>III</sub>, L<sub>III</sub>-L<sub>IV</sub>, L<sub>IV</sub>-L<sub>V</sub> сегментов интенсивность напряжений выше — 1,6 МПа, однако это на 12 % меньше, чем в модели без связок. Максимальная величина

Таблица 3

Параметры НДС модели КПС и пояснично-крестцового отдела при нагрузке 2 000 Н для различных вариантов угла наклона крестца и соответствующего поясничного лордоза

Диск																			
L <sub>4</sub> -L <sub>5</sub>				L <sub>3</sub> -L <sub>4</sub>				L <sub>2</sub> -L <sub>3</sub>				L <sub>1</sub> -L <sub>2</sub>							
Ср. значение		по вариантам		Ср. значение		по вариантам		Ср. значение		по вариантам		Ср. значение		по вариантам					
$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{max}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{max}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{min}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{min}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{max}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{max}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{min}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{min}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{max}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{max}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{min}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{min}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{max}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{max}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{min}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{min}}$				
<b>Симметричный угол наклона крестца и физиологический лордоз</b>																			
1,97	0,040	1,80	0,030	2,8	0,041	1,80	0,034	2,4	0,038	2,1	0,040	1,88	0,03	1,50	0,030	4,38	0,030	3,7	0,026
<b>Асимметричный лордоз и физиологический лордоз</b>																			
1,80	0,018	0,93	0,017	1,8	0,019	0,93	0,016	1,3	0,021	1,8	0,019	1,10	0,02	0,95	0,019	1,33	0,025	1,1	0,020
<b>Гиперфизиологический лордоз и физиологический лордоз</b>																			
4,10	0,090	3,30	0,080	6,1	0,130	3,30	0,100	3,7	0,088	2,5	0,043	6,30	0,08	3,76	0,087	10,00	0,160	7,1	0,100
<b>Диск в состоянии лордоза</b>																			
дугоотростчатые суставы				хрящи дугоотростчаточного сустава				связки											
Ср. значение		по вариантам		Ср. значение		по вариантам		крестцово-подвздошные		крестцово-осевые		крестцово-бугорные							
$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{max}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{max}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{min}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{min}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{max}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{max}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{min}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{min}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{max}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{max}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{min}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{min}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{max}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{max}}$						
<b>Симметричный угол наклона крестца и физиологический лордоз</b>																			
0,70	0,180	7,9	0,130	5,8	0,160	2,30	0,060	4,25	0,088	0,99	0,020	0,76	0,010						
<b>Асимметричный лордоз и физиологический лордоз</b>																			
0,99	0,017	0,8	0,014	3,7	0,098	2,73	0,073	0,68	0,089	0,65	0,009	0,30	0,003						
<b>Гиперфизиологический лордоз и физиологический лордоз</b>																			
19,58	0,030	13,4	0,040	14,8	0,260	3,34	0,049	7,20	0,118	1,38	0,019	1,50	0,020						
<b>Сустав</b>																			
интеркостально-крестцово-поперечный						поперечно-поперечный				крестцово-поперечный									
интеркостально-крестцово-поперечный		интеркостально-поперечный		интеркостально-поперечный		поперечно-поперечный		поперечно-поперечный		крестцово-поперечный		интеркостально-поперечный		интеркостально-поперечный					
$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{max}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{max}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{min}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{min}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{max}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{max}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{min}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{min}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{max}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{max}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{min}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{min}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{max}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{max}}$	$\sigma_{\text{ср.}}^{\text{min}}$ МПа	$\epsilon_{\text{ср.}}^{\text{min}}$				
<b>Симметричный угол наклона крестца и физиологический лордоз</b>																			
5,80	0,120	3,75	0,088	3,75	0,07	4,17	0,188	5,00	0,120	3,30	0,080	1,65	0,030						
<b>Асимметричный лордоз и физиологический лордоз</b>																			
3,80	0,090	3,08	0,075	3,00	0,09	2,25	0,088	2,25	0,088	2,00	0,045	1,58	0,040						
<b>Гиперфизиологический лордоз и физиологический лордоз</b>																			
9,14	0,165	5,34	0,056	4,50	0,09	6,67	0,124	9,16	0,165	6,11	0,110	2,28	0,041						

растягивающих напряжений в моделируемых связках отмечена в краниальной части вентральных и дорсальных крестцово-подвздошных связок и достигает 1,1 МПа, затем снижается до 0,83 МПа в подвздошно-поперечной связке, в крестцово-остистой достигает 0,19 МПа и распределяется достаточно равномерно по крестцово-бугорной и подвздошно-поясничной связкам.

При уменьшении глубины поясничного лордоза с вертикализацией крестца ( $SS = 30^\circ$ ) при нагрузке 400 Н (рис. 4, б; 5, б; 6, б) максимальные напряжения в хряще КПС достигают уровня 0,3 МПа, что в два раза меньше по сравнению с моделью без связок. Уровень напряжений в диске L<sub>V</sub>-S<sub>I</sub> не превышает 0,2 МПа. В зоне дугоотростчатых суставов L<sub>II</sub>-L<sub>III</sub>, L<sub>III</sub>-L<sub>IV</sub>, L<sub>IV</sub>-L<sub>V</sub> сегментов интенсивность напряжений достигает уровня 0,65 МПа, что существенно меньше, чем при физиологическом лордозе и в модели без связок. Максимальная величина растя-

гивающих напряжений отмечена в краниальной и каудальной части вентральных крестцово-подвздошных связок — 0,55 и 0,46 МПа соответственно. В подвздошно-поперечной связке величина растягивающих напряжений достигает 0,34 МПа. В остальных связках величины растягивающих напряжений распределяются равномерно и достигают максимального значения 0,23 МПа в каудальной части дорсальных крестцово-подвздошных связок.

При гиперлордозе и горизонтализации крестца ( $SS = 85^\circ$ ) при нагрузке 400 Н (рис. 4, в; 5, в; 6, в) обнаружено максимальное напряжение в хряще КПС — 0,52 МПа, что в четыре раза меньше по сравнению с моделью без связок. Уровень напряжений в диске L<sub>V</sub>-S<sub>I</sub> не превышает 0,74 МПа, а это в два раза меньше показателя в модели без связок. В зоне дугоотростчатых суставов L<sub>III</sub>-L<sub>IV</sub> и L<sub>IV</sub>-L<sub>V</sub> сегментов напряжение достигает максимального уровня — 2,5 МПа, что в полтора раза меньше, чем

в модели без связок. Величина линейных перемещений позвоночных сегментов минимальна. Максимальная величина растягивающих напряжений в связках отмечена в краниальной части дорсальных крестцово-подвздошных связок — 1,5 МПа, подвздошно-поясничной связке — 1,3 МПа и краниальной части вентральных крестцово-подвздошных связок — 1,13 МПа. Подвздошно-поясничная связка нагружена более чем в десять раз по сравнению с предыдущими вариантами. Крестцово-бугорная связка имеет величину растягивающих напряжений 0,38 МПа, что в несколько раз выше по сравнению с двумя другими вариантами. Аналогичная картина наблюдается с крестцово-остистой связкой, где величина растягивающих напряжений равна 0,33 МПа.

Анализ НДС крестцово-подвздошного сустава при физиологических величинах поясничного лордоза и наклона крестца ( $SS = 60^\circ$ ) при нагрузке, равной 2 000 Н (рис. 7, а; 8, а; 9, а) показал, что в хряще КПС максимальная величина действующих напряжений достигает 2,5 МПа, что в два раза меньше, чем при моделировании без связок. Уровень напряжений в зоне дугоотростчатых суставов достигает 7,9 МПа, в диске  $L_5-S_1$  — 3,7 МПа, что примерно на 20 % меньше, чем при моделировании без связок. Максимальная величина растягивающих напряжений достигает 5,0 МПа в краниальной части вентральных и дорсальных крестцово-подвздошных связок и более 4 МПа в подвздошно-поясничной и подвздошно-поперечной связках, что отличается от действия силы в 400 Н, когда больше нагружается крестцово-остистая связка.

При уменьшении глубины поясничного лордоза и вертикализации крестца ( $SS = 30^\circ$ ) при нагрузке 2 000 Н (рис. 7, б; 8, б; 9, б) установлено, что максимальные напряжения в хряще КПС не превышают 2,7 МПа. НДС в зоне межпозвоночных дисков однородно на всех уровнях, а его величина не превышает 1,1 МПа. Все величины деформирующих напряжений снижены по сравнению с моделью без связок. Максимальные значения величины растягивающих напряжений, не превышающие 3,0 МПа, обнаружены во всех частях вентральных крестцово-подвздошных связок. В подвздошно-поперечной связке величина растягивающих напряжений снижается до 2,25 МПа и равномерно распределяется в подвздошно-поясничной, крестцово-остистой и крестцово-бугорных связках.

При гиперлордозе и горизонтализации крестца ( $SS = 85^\circ$ ) при нагрузке в 2 000 Н (рис. 7, в; 8, в; 9, в) максимальные напряжения в суставном хряще не превышают 5,34 МПа, что более чем в два раза

меньше, чем при моделировании без связок. Картина распределения напряжений в зоне межпозвоночных дисков равномерна, максимальные действующие напряжения (7,1 МПа) выявлены в диске  $L_5-S_1$ . Максимальное значение величины растягивающих напряжений 9,16 МПа, в восемь раз превышающее показатель при нагрузке в 400 Н, обнаруживается в краниальной части вентральных и дорсальных крестцово-подвздошных связок. Величины растягивающих напряжений в подвздошно-поперечной и в подвздошно-поясничной связках почти в шесть раз больше, чем при нагрузке силой 400 Н.

При исследовании системы «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз» обнаружена следующая закономерность: введение в систему связок заметно снижает величины деформирующих напряжений и перемещений во всех элементах системы. Вероятно, это связано с физико-механическими свойствами связок, позволяющими более равномерно распределять напряжения по всем элементам системы.

## Выводы

Анализ НДС модели показал, что подвздошно-поясничная, крестцово-бугорная, крестцово-остистая, подвздошно-поперечная, вентральные и дорсальные крестцово-подвздошные связки ограничивают ротационную подвижность в крестцово-подвздошном суставе при всех вариантах угла наклона крестца, а также деформации и перемещения во всех элементах системы «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз» за счет перераспределения нагрузок.

В случае физиологического угла наклона крестца и физиологического лордоза при нагрузке, равной 400 Н, обнаружено относительно равномерное распределение растягивающих напряжений во всех связках. При нагрузке силой 2 000 Н отмечено максимальное значение растягивающих напряжений в подвздошно-поясничной связке 4,25 МПа, что в четыре раза превышало показатель в крестцово-остистой связке. Это свидетельствует о возрастающей роли подвздошно-поясничных связок в перераспределении нагрузок при вертикальной нагрузке на таз.

При вертикальном крестце и сглаженном лордозе в обоих вариантах нагрузки максимальные величины растягивающих напряжений и перемещений наблюдали в краниальной и каудальной частях вентральных крестцово-подвздошных и подвздошно-поперечной связках. Такая же тенденция сохранялась при нагрузке силой 2 000 Н.

В случае горизонтального крестца и гиперлордоза при обоих вариантах нагрузки максимальные



величины растягивающих напряжений обнаружены в краниальной части вентральных и дорсальных крестцово-подвздошных связок (9,16 МПа при действии силой 2000 Н, что в восемь раз больше по сравнению с нагрузкой в 400 Н), а также в подвздошно-поперечной (6,9 МПа) и подвздошно-поясничной (7,2 МПа) связках, что в шесть раз больше, чем при нагрузке в 400 Н.

### Список литературы

- Schwarzer A. C. The sacroiliac joint in chronic low back pain / A. C. Schwarzer, C. N. Aprill, N. Bogduk / Spine. — 1995. — Vol. 20(1). — P. 31–37.
- Maigne J. Y. Results of sacroiliac joint double block and value of sacroiliac pain provocation tests in 54 patients with low back pain / J. Y. Maigne, A. Aivaliklis, F. Pfefer / Spine. — 1996. — Vol. 21(16). — P. 1889–1892.
- The value of medical history and physical examination in diagnosing sacroiliac joint pain / P. Dreyfuss, M. Michaelson, K. Pauza [et al.] / Spine. — 1996. — Vol. 21(22). — P. 2594–2602.
- Laslett M. Diagnosing painful sacroiliac joints: a validity study of a McKenzie evaluation and sacroiliac provocation tests / S. B. Young, C. N. Aprill, B. McDonald / Aust. J. Physiother. — 2003. — Vol. 49(2). — P. 89–97.
- Vleeming A. Mobility of the sacroiliac joint in the elderly: A kinetic and radiology study / A. Vleeming, J. P. Van Wingerden, P. Dijkstra // Clin. Biomech. — 1991. — Vol. 6. — P. 161–168.
- Куценко В. А. Поясничный спондилолистез (патогенез, диагностика, прогнозирование и лечение): дис. ... д-ра мед. наук: 14.01.21 «Травматология и ортопедия» / В. А. Куценко. — Харьков, 2009. — 555 с.
- Истомин А. Г. Восстановление стабильности таза при повреждениях и заболеваниях подвздошно-крестцовых суставов: дис. ... д-ра мед. наук: 14.01.21 «Травматология и ортопедия» / А. Г. Истомин. — Харьков, 2001. — 329 с.
- Biomechanical analysis of reducing sacroiliac joint shear load by optimization of pelvic muscle and ligament forces / J. J. Pel, C. W. Spoor, A. L. Pool-Goudzwaard [et al.] // Ann. Biomed. Eng. — 2008. — Vol. 36(3). — P. 415–424, doi: 10.1007/s10439-007-9385-8.
- Стауде В. А. Численное моделирование и анализ напряженно-деформированного состояния кинематической цепи «поясничный отдел позвоночника – крестец – таз» при различных вариантах поясничного лордоза / В. А. Стауде, А. В. Кондратьев, М. Ю. Карпинский // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2012. — № 2. — С. 50–56, doi: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872012250-56>.
- Капанджи А. И. Позвоночник. Фиксация суставов. Схемы механики человека с комментариями / А. И. Капанджи. — 6-е изд. — М.: ООО «Изд-во «Эксмо», 2009. — 334 с.
- Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека: справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилова. — К.: Наукова думка, 1990. — 224 с.
- Finite element methods in spine biomechanics research / L. G. Gilbertson, V. K. Goel, W. Z. Kong, J. D. Clausen // Crit. Rev. Biomed Eng. — 1995. — Vol. 23(5–6). — P. 411–473.
- Anatomical and biomechanical analysis of the unique and consistent locations of sacral insufficiency fractures / N. J. Sinstrom, J. E. Heiserman, K. E. Kortman [et al.] / Spine. — 2009. — Vol. 34(4). — P. 309–315, doi: 10.1097/BRS.0b013e318191ea01.
- Алямовский А. А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов / А. А. Алямовский. — М.: ДМК Пресс, 2004. — 432 с.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872015134-41>

Статья поступила в редакцию 23.05.2014

## NUMERICAL MODELING AND ANALYSIS OF THE STRESS-STRAIN STATE IN THE KINEMATIC CHAIN «LUMBAR SPINE – SACRUM – PELVIS» IN VIEW OF THE MAJOR LIGAMENTS OF THE SACROILIAC JOINT

V. A. Staude<sup>1</sup>, A. V. Kondratyev<sup>2</sup>, M. Yu. Karpinsky<sup>1</sup>

<sup>1</sup> SI «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Science of Ukraine», Kharkiv

<sup>2</sup> Zhukovskiy National Aerospace University «KhAI». Kharkiv, Ukraine